

SCIENTIA SINICA Informationis

中国科学 信息科学

第43卷 第11期 2013年11月 1383-1516 ISSN 1674-7267 CN 11-5846/TP

中国科学院 主办
国家自然科学基金委员会

《中国科学》《科学通报》

荣誉总主编：周光召

总 主 编：朱作言

《中国科学：信息科学》编辑委员会

主 编：李未 北京航空航天大学

顾 问：

王阳元

北京大学

李衍达

清华大学

赵伟

澳门大学

孙家广

清华大学

沈昌祥

海军计算技术研究所

柴天佑

东北大学

许宁生

中山大学

林惠民

中国科学院软件研究所

郭光灿

中国科学技术大学

怀进鹏

北京航空航天大学

金亚秋

复旦大学

黄维

南京工业大学

副 主 编：

赵沁平(常务)

北京航空航天大学

尤肖虎

东南大学

秦玉文

国家自然科学基金委员会

黄如

北京大学

编 委：

马平西

中国电子信息产业集团国民技术公司

王东明

东南大学

王戟

国防科学技术大学

龙腾

北京理工大学

孙富春

清华大学

许可

北京航空航天大学

吴一戎

中国科学院电子学研究所

应明生

清华大学, University of Technology Sydney

张霖

北京航空航天大学

杜利民

北京沃克斯技术院

周志华

南京大学

金海

华中科技大学

胡事民

清华大学

徐宝文

南京大学

高文

北京大学

彭群生

浙江大学

葛树志

National University of Singapore

廖桂生

西安电子科技大学

责任编辑：宋扉 冯景

马建峰

西安电子科技大学

王龙

北京大学

王耀南

湖南大学

刘德荣

中国科学院自动化研究所

庄越挺

浙江大学

许军

清华大学

吴伟仁

探月与航天工程中心

张钦宇

哈尔滨工业大学

李乐伟

电子科技大学

陈建二

Texas A&M University

孟洛明

北京邮电大学

胡占义

中国科学院自动化研究所

唐志敏

中国科学院计算技术研究所

殷勤业

西安交通大学

隆克平

北京科技大学

敬忠良

上海交通大学

谢维信

深圳大学

蔡维德

Arizona State University

王子宇

北京大学

王江舟

University of Kent

田捷

中国科学院自动化研究所

吕建

南京大学

纪越峰

北京邮电大学

齐越

北京航空航天大学

宋士吉

清华大学

张焕国

武汉大学

李学龙

中国科学院西安光学精密机械研究所

周电

The University of Texas at Dallas

林宗利

University of Virginia

胡伟武

中国科学院计算技术研究所

徐宗本

西安交通大学

郭雷

中国科学院数学与系统科学研究院

彭练矛

北京大学

褚健

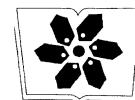
浙江大学

韩文报

解放军信息工程大学



国家自然科学基金资助



中国科学院科学出版基金资助

第 43 卷 第 11 期 2013 年 11 月

目 次

论文

无人机图像全自动生成大比例尺真正射影像方法	1383
郭复胜, 高伟, 胡占义	
基于光照补偿空间的鲁棒人脸识别	1398
李月龙, 孟丽, 封举富, 武继刚	
一种基于图像边缘的鲁棒水印算法	1410
巩道福, 刘粉林, 罗向阳	
非下采样 Contourlet HMT 模型	1431
王相海, 倪培根, 苏欣, 方玲玲, 宋传鸣	
基于磁性微泡对比剂的超声和磁共振影像融合算法	1445
侯漠, 罗守华, 杨芳, 阮晓博, 顾宁	
月球轨道器交会对接同波束 VLBI 测量差分相时延实时解算	1460
陈少伍, 刘庆会, 董光亮, 李海涛, 吴亚军, 郑鑫, 贺庆宝	
多基站协作通信系统的频偏补偿策略	1472
赵力强, 刘志伟, 张忠浩	
基于干扰动态性建模的 MHWN 多路径路由协议	1483
阚保强, 范建华, 卢紫毅, 郭明, 李冉, 成洁	
亚 90 nm 沟道 MOSFET 亚阈值状态下二维电势和阈值电压的半解析模型	1496
孟坚, 柯导明, 韩名君	
学术介绍	
信息时代的控制科学	1511
黄琳, 杨莹, 王金枝	

基于磁性微泡对比剂的超声和磁共振影像融合算法

侯漠^{①②}, 罗守华^①, 杨芳^①, 阮晓博^①, 顾宁^{①*}

① 东南大学生物科学与医学工程学院, 生物电子学国家重点实验室, 江苏省生物材料与器件重点实验室, 南京 210096

② 江苏师范大学计算机学院, 徐州 221000

* 通信作者. E-mail: guning@seu.edu.cn

收稿日期: 2012-12-12; 接受日期: 2013-03-11

国家重点基础研究发展计划 (批准号: 2011CB933503)、国家自然科学基金 (批准号: 60725101, 31000453, 61179035, 61127002) 和江苏省基础研究计划 (批准号: BK2011036) 资助项目

摘要 文中提出了一种新的基于磁性微泡对比剂的超声影像和磁共振影像之间的融合算法. 首先利用磁性微泡对比剂对体模进行超声和磁共振显影, 并对显影进行边缘分割. 运用非采样 contourlet 变换 (nonsampled contourlet transform, NSCT) 对源图像进行分解, 然后对低频子带系数采用自适应动态加权非负矩阵分解 (dynamic weighted non-negative matrix factorization, DWNMF) 结合分割图像进行融合, 然后对各带通方向子带系数采用空间频率激励的脉冲耦合神经网络进行融合, 最后利用 NSCT 逆变换得到融合图像. 研究表明, 利用磁性微泡对比剂并结合上述算法对超声影像和磁共振影像进行融合, 可以获得预期的融合效果.

关键词 磁性微泡对比剂 微泡造影剂 融合 动态加权非负矩阵 非采样 contourlet 变换

1 引言

超声成像可以连贯地、动态地观察脏器的运动和功能, 可以追踪病变而不受其成像分层的限制. 虽然微气泡超声造影剂的出现提高了疾病诊断的准确性, 但是超声诊断的分辨率和清晰度较低. 磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI), 具有软组织分辨力高、图像信息量大和无电离损害等优点, MRI 造影剂能够进一步提高 MRI 诊断的敏感度和特异性, 增强信号对比度和提高软组织的分辨率. 但是 MRI 对病人运动敏感, 易产生伪影, 同时 MRI 对钙化不敏感. 由于在时空分辨率方面各有优缺点, 因此没有任何一种成像方式可以完整地获取所有的临床信息, 需要对这两种模态医学影像进行配准融合 [1~4].

目前融合算法的研究集中于以下 4 个方面: 基于数学/统计学的融合算法, 包括加权平均法 [5]、NMF 方法 [6]、PCA 方法 [7]、贝叶斯估计融合 [8] 和 EM 融合方法 [9]; 基于多分辨率分析的图像融合算法, 包括多分辨金字塔法 [10,11]、小波变换法 [12~15]; 基于彩色空间的图像融合方法, 包括 HSI 变换法 [16]、视觉神经生理学法 [17]; 智能图像融合算法, 主要包括模糊理论方法 [18]、神经网络法等 [19,20]. 上述融合算法本质都是构建和优化数学模型, 对两幅或多幅源图像的信息进行综合, 使融合后的图像

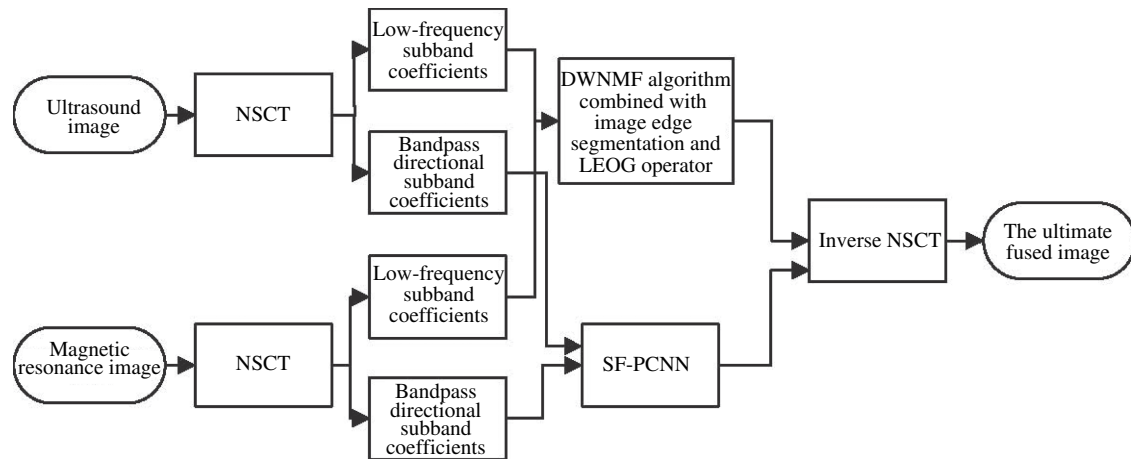


图 1 融合算法流程图

Figure 1 Flowchart of fusion algorithm

具有更高的清晰度和信息量. 由于超声影像斑点噪声突出、对比度低, 直接对超声影像与其他模态影像进行融合将导致融合后影像噪声突出、清晰度降低. 在我们研究组前期提出的基于磁性微泡对比剂对超声和磁共振影像进行配准的基础上^[4], 本文将磁性微泡对比剂、源图像边缘分割和构建的数学模型相结合, 进行基于磁性微泡对比剂的超声与磁共振影像的融合, 此方面研究还未见文献报道.

磁性微泡对比剂为既具备超声造影剂功能又具备磁共振造影剂功能的磁性微泡对比剂. 超顺磁性氧化铁 (superparamagnetic iron oxides, SPIO) 作为 MRI 对比剂, 主要是以 Fe_3O_4 和 Fe_2O_3 为主, 具有在人体内特异性分布、使用剂量少、安全、毒副作用小以及用途广泛等优点, 已成为目前研发的热点. Chow 等人^[21] 对包裹氧化铁纳米粒的超声微泡作为磁共振对比剂做了系列研究, 证实在磁场强度为 7.0 T 的磁域中微泡具有增强 T_2 加权成像的能力, 使 MRI 引导微泡或纳米粒载药治疗成为可能. 而研究发现, SPIO 还可以通过改变声阻抗而增强超声回声信号. 将 SPIO 注入荷瘤大鼠体内, SPIO 能显著增强肿瘤回声信号, 并能清楚显示肿瘤边界, 而且超声回声信号强度随着 SPIO 剂量的增加而增强. 因此, 将 SPIO 与超声造影剂相结合, 有可能制备一种新型的、同时用于 MRI 及超声显像的多模态造影剂.

我们研究组的杨芳等人^[22~24] 在基于微气泡造影剂的制备研究方面做了大量工作. 将具有 MRI 显影增强能力的 Fe_3O_4 纳米颗粒装载到微气泡膜壳材料上, 制备超声、磁共振多功能磁性微泡对比剂. 通过体外超声显影和 MRI 显影实验, 优化微气泡膜壳包裹 Fe_3O_4 纳米颗粒的含量, 并证实此种微泡的声学特性可以通过调节微泡内 SPIO 的浓度来控制, 制备的微气泡造影剂可利用目前临床可用的 US、MRI 等影像设备, 实现 US 和 MRI 联合使用的双重显影模式.

本文首先设计有效体模, 利用文献^[22] 制备的对超声、磁共振显影均有效的磁性微泡对比剂对体模进行超声和 MRI 成像, 为了增强融合影像的边缘和纹理, 减少噪声对融合结果的影响, 本文在融合前对源图像进行边缘分割. 对源图像 I_B 、 I_{MR} 进行 NSCT 分解^[6,15,25], 得到低频子带系数 $\{C_B^{l_0}, C_{MR}^{l_0}\}$ 和各带通方向子带系数 $\{C_B^{l,k}, C_{MR}^{l,k}; (l \geq l_0)\}$; 源图像边缘分割结果与 DWNMF 相结合对低频子带系数进行处理, 对各带通方向子带系数采用空间频率激励的脉冲耦合神经网络 (spatial frequency-motivated pulse coupled neural networks, SF-PCNN) 方法进行处理, 得到融合图像的 NSCT 系数; 进行 NSCT 逆变换得到融合图像, 算法流程见图 1.

2 图像边缘分割

针对传统边缘检测算子对噪声敏感, 边缘点不连续的缺陷, 本文引入蚁群算法对超声影像进行分割^[26,27]. 蚂蚁根据其 8 邻域点的信息素强度和启发信息的值, 以较大概率选择信息素分布多、启发信息值大的点, 并释放信息素. 蚂蚁经过得越多, 该点上的信息素浓度越大, 对更多的蚂蚁的吸引力就越大, 蚂蚁逐渐向边缘汇聚, 边缘点信息素浓度值比非边缘点信息素浓度值高. 通过分析信息素强度的分布就可得到图像的边缘.

2.1 转移概率

在第 n 次迭代过程中, 蚂蚁从像素 (l, m) 转移到 (i, j) 的概率为

$$p_{(l,m),(i,j)}^{(n)} = \frac{(\tau_{i,j}^{(n-1)})^\alpha (\eta_{i,j})^\beta}{\sum_{(s,q) \in \Omega_{(l,m)}} (\tau_{s,q}^{(n-1)})^\alpha (\eta_{s,q})^\beta}. \quad (1)$$

(1) 式中 $\tau_{i,j}^{(n-1)}$ 与 $\eta_{i,j}$ 分别为像素 (i, j) 的信息素与启发信息, $\Omega_{(l,m)}$ 为像素 (l, m) 的邻域, α 、 β 分别为信息素与启发信息的控制因子, (2) 式为 $\eta_{i,j}$ 定义:

$$\eta_{i,j} = \frac{1}{\sum_{p=1:M} \sum_{q=1:N} U(I_{p,q})} U(I_{i,j}), \quad (2)$$

$$U(I_{i,j}) = f(|I_{i-2,j-1} - I_{i+2,j+1}| + |I_{i-2,j+1} - I_{i+2,j-1}| + |I_{i-1,j-2} - I_{i+1,j+2}| + |I_{i-1,j-1} - I_{i+1,j+1}| \\ + |I_{i-1,j} - I_{i+1,j}| + |I_{i-1,j+1} - I_{i-1,j-1}| + |I_{i-1,j+2} - I_{i-1,j-2}| + |I_{i,j-1} - I_{i,j+1}|), \quad (3)$$

$$f(x) = \begin{cases} \sin\left(\frac{\pi x}{2\lambda}\right), & 0 \leq x \leq \lambda; \\ 0, & \text{otherwise.} \end{cases} \quad (4)$$

(2) 和 (3) 式中 $I_{i,j}$ 为图像 I 在像素 (i, j) 的灰度值, (4) 式中 λ 为函数调节因子.

2.2 信息素更新

当蚂蚁从像素 (l, m) 移动到像素 (i, j) , 需要更新像素 (i, j) 对应的信息素

$$\tau_{i,j}^{(n)} = \begin{cases} (1 - \rho) \times \tau_{i,j}^{(n-1)} + \rho \times \eta_{i,j}, & \text{if pixel}(i, j) \text{ is visited by the current ant;} \\ \tau_{i,j}^{(n-1)}, & \text{otherwise.} \end{cases} \quad (5)$$

(5) 式中 ρ ($0 < \rho < 1$) 为信息素挥发因子. 每次迭代结束, 所有节点的信息素进行全局更新

$$\tau^n = (1 - \psi) \times \tau^{(n-1)} + \psi \times \tau^{(0)}. \quad (6)$$

(6) 式中, ψ ($0 < \psi < 1$) 表示全局信息素挥发因子, $\tau^{(0)}$ 表示初始信息素值. 边缘分割规则如下:

输入: 超声图像 I_B ;

输出: 超声边缘分割图像 $I_{\bar{B}}$.

步骤:

步骤 1 蚂蚁的数量为 $K = \sqrt{M \times N}$ (M 和 N 分别表示图像的长度和宽度), K 只蚂蚁随机分布在像素点上. 将信息素矩阵 $\tau^{(0)}$ 每个元素置为常量 τ_{init} , 计算启发信息矩阵.

步骤 2 根据 (1) 式转移概率矩阵, 选择任意一个蚂蚁进行 L 步搜索.

步骤 3 根据 (5) 式更新信息素矩阵.

步骤 4 如果所有 K 只蚂蚁搜索完毕, 转步骤 5; 否则转步骤 2.

步骤 5 根据 (6) 式更新全局信息素矩阵.

步骤 6 如果执行迭代次数小于 N_0 (N_0 为常数, 根据实际情况设置), 转步骤 2; 否则转步骤 7.

步骤 7 设置自适应动态阈值^[27], 对信息素矩阵二值化, 得到超声边缘图像.

由于磁共振影像清晰度较高, 本文采用 ZERO-CROSS 算子进行边缘分割.

3 融合算法

NSCT 变换不但具有良好的空域和频域局部特性, 还具有方向特性, 因此能够更好地提取和表示原始图像的几何特征. NSCT 在分解和重构过程中取消了降采样和上采样环节, 使得 NSCT 具有平移不变性, 并且得到的各级子带图像与源图像具有尺寸大小相同的特性, 在融合过程中能够有效减少配准误差对融合结果的影响, 容易找到各个子带图像之间的对应关系, 从而有利于融合运算的实现^[6,15].

3.1 基于图像分割和 DWNMF 的低频子带系数的融合

加权非负矩阵分解 (weighted non-negative matrix factorization, WNMF)^[6,28] 通过提升重要区域的权重, 能够有效表达重要数据. 设 \mathbf{V} 为非负待分解的 $n \times m$ 矩阵, \mathbf{W} 、 \mathbf{H} 分别为非负 $n \times r$ 矩阵和非负 $r \times m$ 矩阵, \mathbf{T} 为加权系数矩阵, “ \cdot ” 表示矩阵点乘. 基于代价函数为最小化两个矩阵间欧式距离的目标函数为

$$F_1(\mathbf{V}, \mathbf{WH}) = \frac{1}{2} \sum_{i,j} [\mathbf{T} \cdot (\mathbf{V} - \mathbf{WH}) \cdot (\mathbf{V} - \mathbf{WH})]_{i,j}. \quad (7)$$

(7) 式是基于高斯噪声模型的代价函数, 其迭代规则为

$$\mathbf{W} = \mathbf{W} \cdot \frac{((\mathbf{T} \cdot \mathbf{V})\mathbf{H}^T)}{((\mathbf{T} \cdot (\mathbf{WH}))\mathbf{H}^T)}, \quad (8)$$

$$\mathbf{H} = \mathbf{H} \cdot \frac{(\mathbf{W}^T(\mathbf{T} \cdot \mathbf{V}))}{(\mathbf{W}^T(\mathbf{T} \cdot (\mathbf{WH})))}. \quad (9)$$

基于代价函数为最小化 Kullback-Liebler 散度的目标函数为

$$F_2(\mathbf{V}, \mathbf{WH}) = \sum_{i,j} [\mathbf{T} \cdot (\mathbf{V} \cdot \log \cdot \frac{\mathbf{V}}{\mathbf{WH}} - \mathbf{V} + \mathbf{WH})]. \quad (10)$$

(10) 式是基于泊松噪声模型的代价函数, 其迭代规则为

$$\mathbf{W} = \frac{\mathbf{W}}{(\mathbf{TH}^T)} \cdot \left(\frac{(\mathbf{T} \cdot \mathbf{V})}{(\mathbf{WH})} \mathbf{H}^T \right), \quad (11)$$

$$\mathbf{H} = \frac{\mathbf{H}}{(\mathbf{W}^T\mathbf{T})} \cdot (\mathbf{W}^T \frac{(\mathbf{T} \cdot \mathbf{V})}{(\mathbf{WH})}). \quad (12)$$

超声和磁共振影像的噪声模型基本符合高斯噪声模型, 所以本文代价函数采用 (7) 式, 迭代规则采用 (8) 式和 (9) 式. 在图像融合过程中, 随着迭代的进行, 融合图像像素灰度也是动态变化的, 图像各区域的灰度分布也会发生变化, 因此图像各区域的权重也应该发生相应的变化. 采用固定权重矩阵不能体现这种动态变化过程. 本文提出一种动态迭代策略, 随着迭代的进行, 根据最新迭代结果对加权系数进行动态调整. 对于迭代结果的特定指标改善已经达到目标阈值的情况, 则停止对对应加权系数的调整; 反之, 加权系数朝有利于特定指标改善的方向进行调整. WNMF 的加权系数体现了对应元素的重要程度, 通过对加权系数进行持续动态的调整, 即可实现融合图像特定指标的改善. 为了增强源图像边缘和纹理对应的权重, 增加融合图像的对比度和清晰度, 本文在融合前对源图像进行边缘和纹理分割.

图像梯度能量 (energy of image gradient, EOG) 反映了图像的梯度信息, 在一定程度上能够表征图像的清晰度, 其定义见 (13) 式 [29].

$$\text{EOG} = \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N (I_x^2(m, n) + I_y^2(m, n)). \quad (13)$$

(13) 式中, $M \times N$ 为图像的尺寸, $I_x(m, n) = I(m, n) - I(m-1, n)$, $I_y(m, n) = I(m, n) - I(m, n-1)$. 本文在 Contourlet 域中引入图像局部区域梯度能量 (local area energy of image gradient, LEOG) 的概念, 其定义如 (14) 式所示. (14) 式中 $M_1 \times N_1$ 为局部区域尺寸大小, 本文取 5×5 , $C_x(m, n) = C(m, n) - C(m-1, n)$, $C_y(m, n) = C(m, n) - C(m, n-1)$.

$$\text{LEOG}(m, n) = \sum_{i=-(M_1-1)/2}^{(M_1-1)/2} \sum_{j=-(N_1-1)/2}^{(N_1-1)/2} (C_x^2(m+i, n+j) + C_y^2(m+i, n+j)). \quad (14)$$

本文以两幅已配准且尺寸相同的超声影像和磁共振影像为例, 分别记为 I_B 和 I_{MR} . 各自的低频子带系数为 $C_B^{l_0}, C_{\text{MR}}^{l_0}$. 为了选择低频子带融合系数, 抑制噪声对融合性能的影响, 本文提出了图像边缘和纹理分割、基于 NSCT 域局部区域梯度能量和 DWNMF 相结合的低频系数融合规则.

输入: 源图像 I_B 和 I_{MR} 对应的低频子带系数 $C_B^{l_0}, C_{\text{MR}}^{l_0}$;

输出: 融合图像的低频子带系数矩阵.

步骤:

步骤 1 将两幅源图像的低频子带系数矩阵分别按行优先整理为列向量: $C_B^{l_0}$ (reshape)、 $C_{\text{MR}}^{l_0}$ (reshape), 对这两个列向量进行整合, 得到一个只有两列的矩阵 \mathbf{V} , $\mathbf{V} = [C_B^{l_0}(\text{reshape}), C_{\text{MR}}^{l_0}(\text{reshape})]$. 加权系数矩阵记为 \mathbf{T} , $\mathbf{T} = [\mathbf{T}_B, \mathbf{T}_{\text{MR}}]$, 矩阵 \mathbf{T} 的每一项初始值为 0.5.

步骤 2 对源图像 I_B 和 I_{MR} 分别进行边缘分割得到 $I_{\bar{B}}$ 和 $I_{\bar{\text{MR}}}$, 应用 (14) 式对边缘分割图像分别计算局部区域梯度能量矩阵为 $\text{LEOG}_{\bar{B}}$ 、 $\text{LEOG}_{\bar{\text{MR}}}$, 并对 $\text{LEOG}_{\bar{B}}$ 、 $\text{LEOG}_{\bar{\text{MR}}}$ 进行比较, 对应的数据项取大获得局部区域梯度能量矩阵 $\text{LEOG}_{\bar{B} \sim \bar{\text{MR}}}$.

步骤 3 运用文献 [30] 提出的算法对 \mathbf{W} , \mathbf{H} 进行初始化.

步骤 4 运用 (8) 式、(9) 式求解 \mathbf{W} , \mathbf{H} .

步骤 5 更新加权矩阵 \mathbf{T} ;

步骤 5.1 一次迭代完成后, 将迭代结果 $\mathbf{W}(i, j)$ (即融合后低频子带系数) 按照行优先转换为方阵, 应用 (14) 式对此方阵计算局部区域梯度能量矩阵, 记为 $\text{LEOG}_{\mathbf{W}}$;

步骤 5.2 for $i=1$ to width($I_{\bar{B}}$)

for $j=1$ to height($I_{\overline{B}}$)

如果 $LEOG_W(i, j)$ 小于步骤 2 中得到的 $LEOG_{\overline{B} \sim \overline{MR}}(i, j)$, 执行以下操作:

$$\mathbf{T}_B(i, j) = \mathbf{T}_B(i, j) \frac{LEOG_{\overline{B}}(i, j)}{LEOG_{\overline{MR}}(i, j)}, \quad (15)$$

$$\mathbf{T}_{MR}(i, j) = \mathbf{T}_{MR}(i, j) \frac{LEOG_{\overline{MR}}(i, j)}{LEOG_{\overline{B}}(i, j)}, \quad (16)$$

$$\mathbf{T}_B(i, j) = \frac{\mathbf{T}_B(i, j)}{\mathbf{T}_B(i, j) + \mathbf{T}_{MR}(i, j)}, \quad (17)$$

$$\mathbf{T}_{MR}(i, j) = \frac{\mathbf{T}_{MR}(i, j)}{\mathbf{T}_B(i, j) + \mathbf{T}_{MR}(i, j)}. \quad (18)$$

end for

end for

步骤 5.3 $\mathbf{T} = [\mathbf{T}_B, \mathbf{T}_{MR}]$.

步骤 6 迭代是否满足结束条件, 不满足转步骤 4.

步骤 7 将欧式距离平方最小值对应的 \mathbf{W} 进行重置变换作为融合图像的低频子带系数矩阵.

3.2 基于 SF-PCNN 的各带通方向子带系数的融合

利用 SF-PCNN 模型, 将 Contourlet 域的空间频率 (spatial frequency, SF) 等同于图像的梯度特征, 用于 PCNN 的输入而不是直接将 Contourlet 域系数矩阵用于 PCNN 的输入, 对源图像的高频子带系数进行融合, 得到各尺度各方向下的一系列融合后的高频子带系数矩阵.

$$(SF)_{i,j} = \sum_{i \in M, j \in N} (C_{i,j}^{l,k} - C_{i-1,j}^{l,k})^2 + (C_{i,j}^{l,k} - C_{i,j-1}^{l,k})^2, \quad (19)$$

$C_{i,j}^{l,k}$ 为第 l 层分解 k 方向子带在 (i, j) 坐标的系数值, 各带通方向子带系数矩阵的大小为 $M \times N$, 滑动窗口取值为 3×3 . 对 3.1 小节和 3.2 小节得到的融合系数矩阵进行 NSCT 逆变换获得最终融合图像.

4 实验及结果分析

造影剂: 江苏省生物材料与器件重点实验室制备的包裹 Fe_3O_4 纳米颗粒的磁性微泡对比剂. 在诊断超声频率下, 微气泡在血管或病灶部位聚集后发生共振, 产生比生物组织更强的回波信号, 从而明显提高超声影像中目标的亮度, 即灰度值. 超顺磁纳米颗粒正逐渐被用于新一代磁共振造影剂, 超顺磁性氧化铁颗粒内的铁质子在磁场内能够重新排列, 产生的净磁矩较顺磁性分子大许多, 引起颗粒周围的磁场干扰, 致使临近弥散的氢质子相位离散增加, T_2 弛豫率升高, 在 T_2 成像时表现为低信号, 即降低 T_2 成像的灰度值, 为阴性造影剂. 微气泡与 Fe_3O_4 纳米颗粒相结合制备的磁性微泡对比剂, 既能增强超声显影亮度, 即增强超声影像的灰度值, 也能降低磁共振 T_2 成像的亮度, 即降低磁共振 T_2 影像的灰度值. 本组通过动物实验对磁性微泡对比剂进行了初步毒理研究和药理研究, 后期的人体实验注定是漫长、复杂的过程, 本文使用的磁性微泡对比剂目前尚不能用于临床.

体模: 江苏省生物材料与器件重点实验室制备, 里面放置 $4 \text{ mm} \times 6 \text{ mm}$ (内径 \times 外径) 的硅胶管. 相关文献在影像采集前都要进行超声设备和磁共振设备的定标, 本文为了简化步骤, 在硅胶管里, 放

置了 3 个目标物 (脂类物质), 保证采集的待配准的超声影像 (源图像) 和磁共振影像 (目标影像) 均包含这 3 个目标点, 使配准融合有物理上的意义, 实现了定标的目的. 对三个目标区域进行定量计算, 可以检验融合效果和磁性微泡对比剂的显影效果, 保证计算的客观性.

实验计算平台: 普通 PC 机 (CPU 为 Intel(R) Core™ 2 Quad 2.66 GHz, 内存为 2 GB, 硬盘 500 GB, WINDOWS XP 操作系统), MATLAB 6.5(由于某些功能涉及到调用 C 编译器, 尚需安装 VISUAL C++ 6.0).

影像采集: 利用徐州市鼓楼医院超声成像系统 (通用电气公司, LOGIQ 3 PRO) 对体模采集两组影像, 两组成像参数设置完全相同 (FRQ 4.0 MHz, Gn 30, E/A 2/3, Map B/1, D 9.0 cm, DR 75, FR 26 Hz, AO 100%). 一组为不加造影剂情况的成像, 一组为加造影剂情况下的成像 (造影剂浓度 100 ug/mL). 利用江苏省徐州市中医院的磁共振设备 (日立公司, AIRIS II, 0.3 T) 对体模也做两种情况下的 T_2 成像. 本文基于以下原因采用 0.3 T 的磁共振设备进行成像, 首先, 江苏省生物材料与器件重点实验室基于磁性微泡对比剂的磁共振成像已经在 1.0 T 以上的磁共振设备做过多组对比试验, 均取得了较好的效果 [22~24]; 其次, 磁共振设备价格昂贵, 更新代价大, 目前西门子 0.3 T 磁共振设备在不发达地区医院仍然有着应用. 具体参数设置为: 重复时间 TR=400 ms, 回波时间 TE=15 ms, 层厚 =4 mm, 视野 (FOV)=20 cm×20 cm, 矩阵 256×256. 采集到的超声影像和磁共振影像经过手工选取感兴趣区域, 将选取的区域规格化为 512×512 像素.

本文采用文献中曾经提到的 9 种融合算法与本文算法进行融合效果比较: 基于 DWT(discrete wavelet transform) 的融合算法 [31](方法 1)、基于 gradient pyramid 的融合算法 [32] (方法 2)、基于 Laplacian pyramid 的融合算法 [33] (方法 3)、基于代价函数为最小化两个矩阵间欧式距离的 WNMF 融合算法 [26](方法 4)、基于代价函数为最小化 Kullback-Liebler 散度的 WNMF 融合算法 [26](方法 5)、基于 PCA 的融合算法 [7](方法 6)、基于文献 [23] 的融合算法 (方法 7)、基于 SIDWT (shift invariance discrete wavelet transform) 的融合算法 [34](方法 8)、基于文献 [28] 的融合算法 (方法 9). 以上方法参数具体设定见相关文献, 不再赘述.

本文采用平均梯度 (average gradient, AG)、边缘强度 (edge intensity, EI)、信息熵 (entropy, EN) 和空间频率 (space frequency, SF) 作为融合图像的评价标准 [35]. AG 也称为清晰度, 反映了图像的细节反差与纹理变化特征, 融合图像的 AG 值越大, 表明融合图像的清晰度越高; EN 表示图像所包含信息量的多少, EN 值越大, 表明融合图像包含的信息量越大; EI 反应了边缘与邻近像素的对比强度, EI 值小意味着强度变化不大而难以分辨, 值越大表示边缘越清晰; SF 反应了图像空间域的活跃程度, 目标与背景对比明显, 图像中存在剧烈的突变等情况下, SF 值较大, 反之较小.

4.1 磁性微泡对比剂有效性验证

图 2(a)~(d) 分别为磁共振成像、超声成像、使用磁性微泡对比剂的磁共振和超声成像. 为了计算磁性微泡对比剂对成像的影响, 在图 2 中选取体模管腔内三个目标点为感兴趣区域 (region of interest, ROI), 如图 2(a)~(d) 中的 (i) 区域、(ii) 区域和 (iii) 区域所示. ROI 内所有像素的平均灰度值定义为 ROI 平均灰阶; 分别采用梯度算子获得超声和磁共振影像的边缘信息, 在此基础上求得的信息量定义为边缘信息熵, 用来衡量边缘的丰富程度. 为了直观比较融合效果, 在源图像中加入伪影, 如图 2(a)~(d) 中的 (iv) 区域所示.

图 2(a)~(d) 的 ROI 平均灰阶如表 1 所示, 磁性微泡对比剂对于超声显影是有增强效果的, 3 个目标区域在加造影剂后亮度增强, 平均灰阶和边缘信息熵有着显著提升, 边缘所蕴含信息量也更丰富;

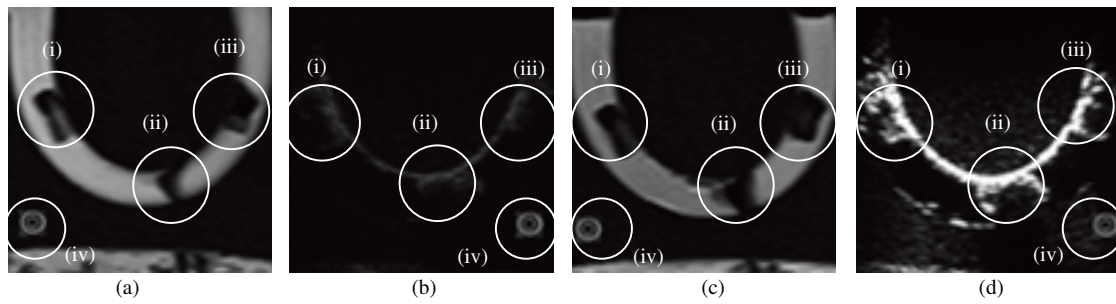


图 2 磁性微泡对比剂的显影效果图

Figure 2 Enhancement imaging based on magnetic microbubble contrast agent. (a) MRI image; (b) ultrasound image; (c) MRI image using magnetic microbubble contrast agent; (d) ultrasound image using magnetic microbubble contrast agent

表 1 磁性微泡对比剂的显影效果定量比较

Table 1 Quantitative comparison of enhancement effects based on magnetic microbubble contrast agent

Performance evaluation		Ultrasound image			MRI		
		(i)	(ii)	(iii)	(i)	(ii)	(iii)
Information entropy of image edge	without contrast agents	0.0296	0.0457	0.0216	0.1485	0.1630	0.1368
	with contrast agents	0.1887	0.1537	0.0752	0.1683	0.1967	0.1558
Average gray value of all pixels within ROI	without contrast agents	21	24	24	40	32	30
	with contrast agents	91	82	66	26	16	18

对于磁共振成像, 加造影剂后 3 个目标区域亮度降低, 这是由于对于磁共振成像磁性微泡对比剂是阴性造影剂. 对比图 2(a) 和图 2(c) 对应的 (ii) 区域, 加造影剂后图 2(c) 的 (ii) 区域显示的目标更加完整, 信息量更加丰富, 评价指标充分说明了磁性微泡对比剂对于磁共振成像是有效的.

4.2 不添加磁性微泡对比剂情况下超声和磁共振影像之间的融合

图 3(a), (b) 分别为磁共振和超声显影. 图 3(c)~(l) 分别为本文方法融合结果、方法 1 融合结果、方法 2 融合结果、……、方法 9 融合结果. 直观角度观察融合前后的伪影区域, 本文方法、方法 4、方法 7 和方法 9 效果较好. 对图 3(c)~(l) 分别进行定量指标计算得表 2, 分析表 2, 在 AG 指标上, 本文方法和方法 9 表现相同; 在 EI 指标上, 本文方法最优; 在 EN 指标上, 本文方法在全部 10 个融合方法中表现为次优; 在 SF 指标上, 本文方法仅次于方法 4 和方法 5.

4.3 添加磁性微泡对比剂情况下超声和磁共振影像之间的融合

图 4(a), (b) 分别为添加磁性微泡对比剂后的磁共振和超声显影. 图 4(c) ~ (l) 分别为添加磁性微泡对比剂后本文方法融合结果、方法 1 融合结果、方法 2 融合结果、……、方法 9 融合结果. 直观角度观察融合前后的伪影区域, 本文方法、方法 3、方法 4、方法 7、方法 8 和方法 9 效果较好. 对图 4(c)~(l) 分别进行定量指标计算得表 3, 分析表 3, 在 AG、EI 和 EN 三项指标上, 本文方法均为最优; 在 SF 指标上, 本文方法仅次于方法 3 和方法 9.

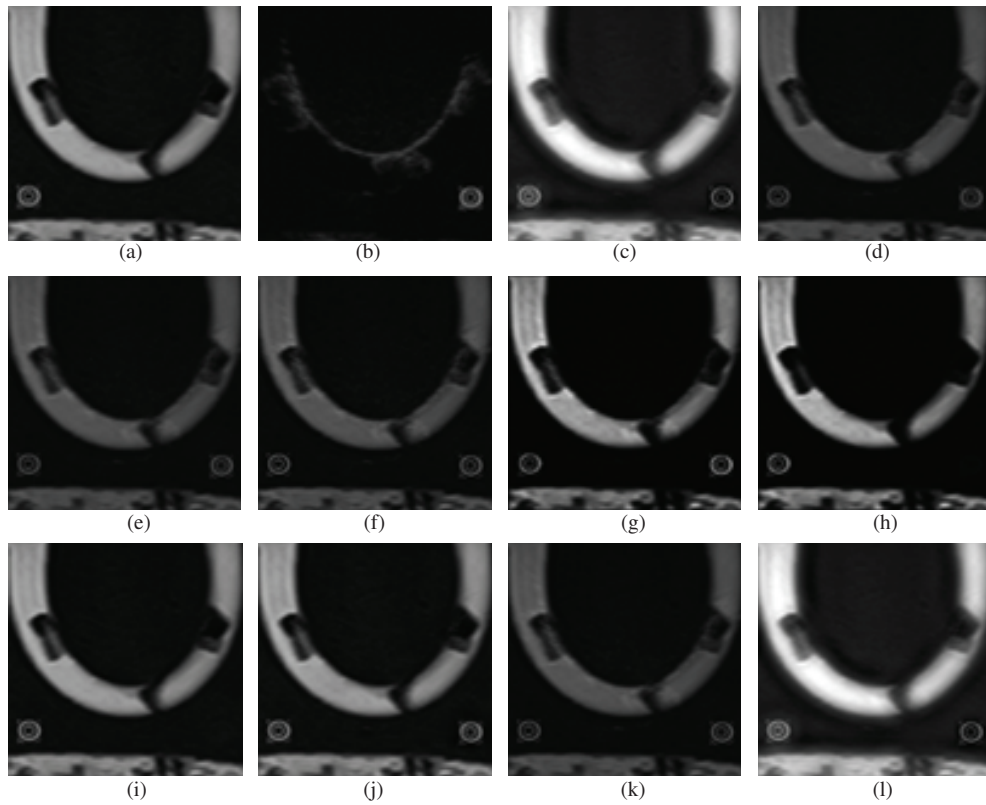


图 3 不使用磁性微泡对比剂情况下的超声、磁共振影像融合效果图

Figure 3 MRI-ultrasound fusion results without using magnetic microbubble contrast agent. (a) MRI image; (b) ultrasound image; (c) result based on proposed technique; (d) result based on A1; (e) result based on A2; (f) result based on A3; (g) result based on A4; (h) result based on A5; (i) result based on A6; (j) result based on A7; (k) result based on A8; (l) result based on A9

表 2 不使用磁性微泡对比剂情况下的图像融合性能比较

Table 2 Comparison of the fusion methods without using magnetic microbubble contrast agent

Method category	Performance evaluation			
	AG	EI	EN	SF
Proposed method	1.9977	21.7521	6.6734	6.0555
Method1	1.2889	13.2777	4.9871	4.6754
Method2	1.1747	12.1491	4.9152	4.1251
Method3	1.4440	15.1338	5.0880	5.2582
Method4	1.9827	21.2444	4.9486	8.0356
Method5	1.8141	19.7510	4.6462	7.1098
Method6	1.5449	16.7964	5.4174	4.8305
Method7	1.7930	19.4088	5.6077	5.9552
Method8	1.2873	13.4083	4.9904	4.6690
Method9	1.9977	21.7511	6.6758	6.0553

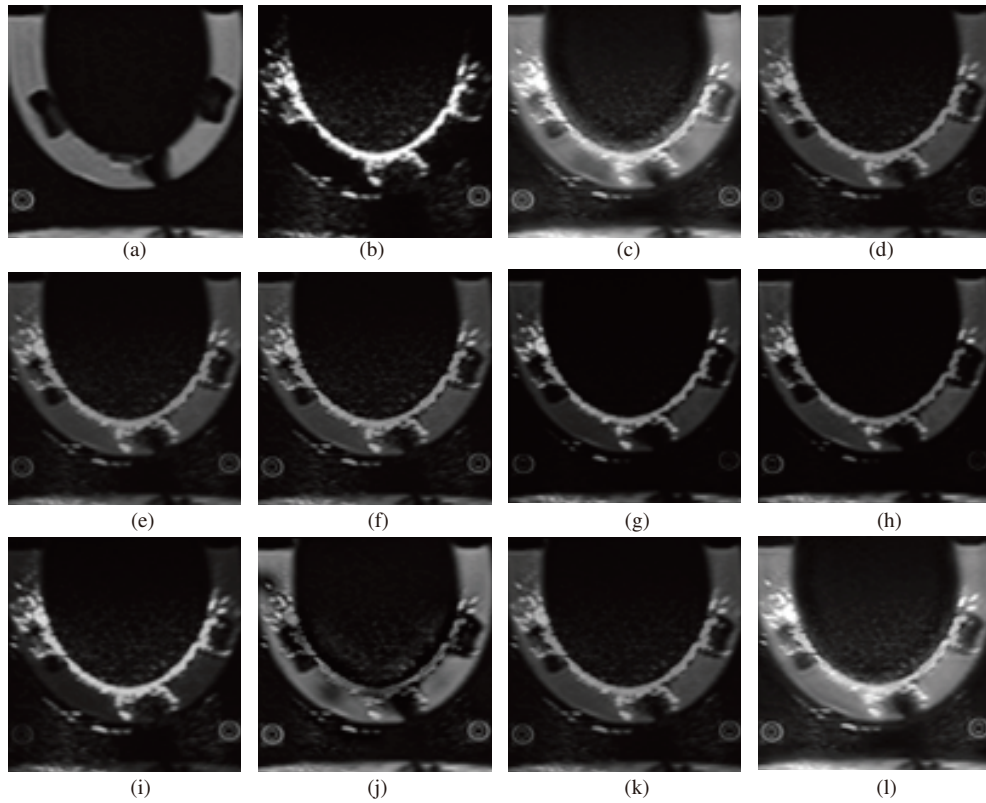


图 4 基于磁性微泡对比剂的超声、磁共振影像融合效果图

Figure 4 MRI-ultrasound fusion results based on magnetic microbubble contrast agent. (a) MRI image using magnetic microbubble contrast agent; (b) ultrasound image using magnetic microbubble contrast agent; (c) result based on proposed technique; (d) result based on A1; (e) result based on A2; (f) result based on A3; (g) result based on A4; (h) result based on A5; (i) result based on A6; (j) result based on A7; (k) result based on A8; (l) result based on A9

表 3 基于磁性微泡对比剂的图像融合方法性能比较

Table 3 Comparison of the fusion methods based on magnetic microbubble contrast agent

Method category	Performance evaluation			
	AG	EI	EN	SF
Proposed method	3.2223	35.2385	7.0310	9.4367
Method1	2.5842	27.5965	6.0741	8.1378
Method2	2.3638	25.3566	6.0497	7.2596
Method3	3.1647	34.2059	6.1085	9.7603
Method4	2.0028	21.6578	4.8917	8.5933
Method5	1.9608	21.2235	4.9079	7.9728
Method6	2.6181	28.5215	6.013	8.2481
Method7	1.1286	12.535	4.4387	3.5742
Method8	2.6530	28.4916	6.0628	8.2507
Method9	3.2181	35.0896	6.8678	9.5583

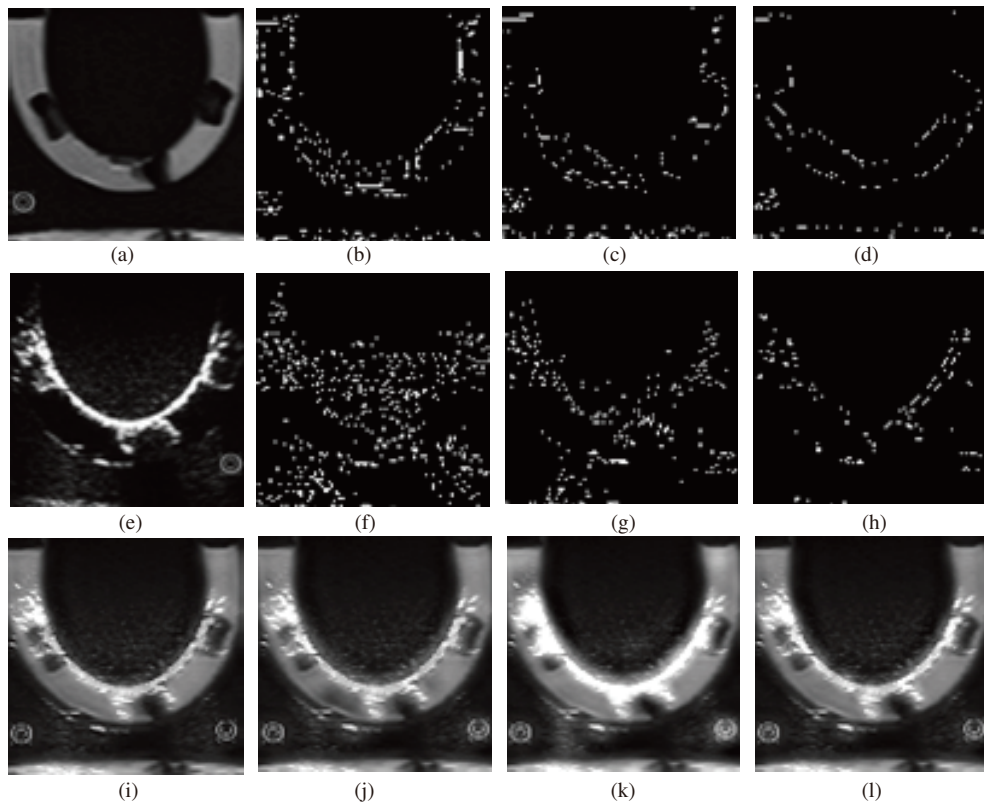


图 5 基于磁性微泡对比剂的图像分割对本文算法的融合效果影响

Figure 5 The effects of image segmentations on the fusion results using proposed method based on magnetic microbubblecontrast agent. (a) MRI image; (b), (c) and (d) are MRI image segmentations based on CANNY operator, LOG operator and the proposed segmentation algorithm respectively; (e) ultrasound image; (f), (g) and (h) are ultrasound image segmentations based on CANNY operator, LOG operator and the proposed segmentation algorithm respectively; (i) fusion result based on (a) and (e); (j) fusion result based on (b) and (f); (k) fusion result based on (c) and (g); (l) fusion result based on (d) and (h)

4.4 实验讨论

(1) 磁性微泡对比剂对融合效果有着直接的影响. 不添加磁性微泡对比剂情况下, 超声显影对比度差, ROI 边缘不清晰; 磁共振 ROI 显影也不完整. 添加磁性微泡对比剂后, 无论是超声影像, 还是磁共振影像, 图像质量均有改善. 图 3 和图 4 对比说明, 添加造影剂前的融合图像更多的体现为磁共振影像, 超声影像信息很少, 根本原因是超声影像 ROI 灰度值偏低. 添加造影剂后的融合图像不但蕴含着丰富的磁共振影像信息, 而且超声影像信息也很丰富.

(2) 边缘分割对融合结果有直接的影响, 本文仅讨论添加磁性微泡对比剂情况. 图 5(a) 为磁共振影像, 图 5(b)~(d) 分别为运用 CANNY 算子、LOG 算子和本文分割算法的磁共振影像边缘分割结果. 图 5(e) 为超声影像, 图 5(f)~(h) 分别为运用 CANNY 算子、LOG 算子和本文分割算法的超声影像边缘分割结果. 图 5(i) 为超声和磁共振影像均不分割, 运用本文方法直接融合结果. 图 5(j)~(l) 分别为基于图 5(b) 和图 5(f) 的融合结果、基于图 5(c) 和图 5(g) 的融合结果、基于图 5(d) 和图 5(h) 的融合结果. 上述涉及到的算子参数均为缺省值.

分析表 4 和图 5(i), 除了 EN 指标较好, 其他指标表现一般. 表明由于超声影像自身的强噪声, 导

表 4 基于磁性微泡对比剂的超声影像分割结果对本文算法融合效果影响的比较

Table 4 Quantitative comparison of the effects of ultrasound image segmentations on the fusion results using proposed method based on magnetic microbubble contrast agent

Segmentation operators	Performance evaluation			
	AG	EI	EN	SF
Without edge segmentation	3.2081	35.1734	7.1466	9.1920
CANNY operator	3.0417	33.3312	7.1517	8.9226
LOG operator	2.9499	32.3553	7.0208	8.5538
Proposed method	3.2223	35.2385	7.0310	9.4367

致融合图像具有强噪声, 清晰度和分辨率较低, 蕴含的信息量相对较大 (即 EN 值较大) 是因为此种情况下融合图像的强噪声所致. 图 5(j), (k) 对应的分割图像, 特别是对应的超声图像中存在大量噪声边缘, 导致融合结果不理想, 图 5(j) 除了 EN 指标较好, 其他指标表现一般, 图 5(k) 各项指标值均不理想. 图 5(l) 对应的 AG, EI 和 SF 三项指标占优, 在 EN 指标上和其他两种方法差距不大, 原因是分割后的边缘图像更多体现为目标的边缘, 并且减少了噪声干扰. 为了验证上述分析, 计算图 5(i)~(l) 的信噪比, 分别为: 22.1687, 21.8708, 21.0014 和 24.0922. 上述数据表明图 5(i), (j) 对应的 EN 值较大根本原因是强噪声造成的, 本文算法对应的图 5(l) 在清晰度、对比度提升的前提下, 最大程度削弱了源图像中强噪声的影响.

(3) 与方法 4 和方法 5 中提出的 WNMf 算法相比, 本文在初始化阶段无需对 \mathbf{W} , \mathbf{H} 的值随机生成, 而是根据源图像信息计算出确定的 \mathbf{W} , \mathbf{H} 初始值, 经过很少的迭代次数, 可以得到较优的迭代结果. 与方法 9 提出的改进 NMF 算法相比, 本文通过持续动态的调整加权系数, 实现融合图像特定指标的改善. 与方法 7 相比, 本文将 DWNMF 引入 NSCT 低频域, 将 DWNMF 与 SF-PCNN 相结合, 实验结果表明是可行的.

(4) 本文算法结合磁性微泡对比剂, 对超声影像和磁共振影像进行融合可以获得理想的效果. 原因是不添加磁性微泡对比剂, 超声和磁共振成像清晰度差, 目标物边缘和纹理不清晰, 图像分割效果不好, 不能够对源图像目标物的边缘和纹理分配适合的权重, 导致融合影像清晰度和对比度低. 添加磁性微泡对比剂能够克服上述缺陷, 所以能够得到较好的结果. 对比实验表明不添加磁性微泡对比剂, 本文算法仅在 EI、EN 两项指标上占优, 在 AG 指标上和方法 9 一样, 在 SF 指标上远远落后于方法 4 和方法 5; 添加磁性微泡对比剂后, 本文算法在 AG, EI, EN 三项指标上占优, 并且在 SF 指标上和方法 4、方法 5 差距很小, 10 种融合方法对应的 4 项指标值均较添加磁性微泡对比剂前有显著的改善.

5 结论

江苏省生物材料与器件重点实验室制备的磁性微泡对比剂可以同时进行超声、磁共振两种模式成像, 对两种成像模式的图像进行融合, 并对融合后的图像进行分析研究, 将充分利用两种成像模式的优点, 弥补各自的不足, 从而获得既具备高质量的解剖结构定位图像, 又具备极高敏感度的复合图像, 不仅可以为医学诊断、人体功能和结构的研究提供充分的信息, 还可以减少患者医疗费用.

常规融合算法通过降低图像清晰区域的图像质量为代价提升图像模糊区域的图像质量, 导致融合图像中一些重要边缘信息的丢失. 由于医学影像的清晰度和对比度取决于边缘和纹理, 本文有针对性的在融合过程中增强融合影像的边缘和纹理, 最大程度的抑制噪声. 本文首次提出了基于磁性微泡对

比剂的超声影像和磁共振影像的融合算法, 基于磁性微泡对比剂对超声显影和磁共振 T_2 显影效果进行了定量计算和比较, 说明磁性微泡对比剂是有效的. 基于 DWNMF 算法对源图像 NSCT 分解的低频子带系数进行融合, 得到融合图像的低频子带系数. 在此过程中加权系数矩阵根据源图像对应的边缘分割图像和 DWNMF 的中间结果进行动态调整, 边缘和纹理对应的权重大, 噪声对应的权重小, 采用此策略可以减少噪声对融合结果的影响, 并且能够增强融合图像的边缘和纹理. 进行了融合对比实验并对实验数据进行了定量计算和比较分析, 实验结果表明, 磁性微泡对比剂与本文的算法相结合对超声影像和磁共振影像进行融合是完全可行的.

本文提出的算法也可以用于其他领域影像融合, 不同领域对应的影像分割方法不尽相同, 需要对分割方法做适当的选择.

参考文献

- 1 Pinto P A, Chung P H, Rastinehad A R, et al. Magnetic resonance imaging/ultrasound fusion guided prostate biopsy improves cancer detection following transrectal ultrasound biopsy and correlates with multiparametric magnetic resonance imaging. *J Urology*, 2011, 186: 1281–1285
- 2 Wang C, Chen M, Zhao J M, et al. Fusion of color Doppler and magnetic resonance images of the heart. *J Digit Imaging*, 2011, 24: 1024–1030
- 3 Jung E M, Schreyer A G, Schacherer D, et al. New real-time image fusion technique for characterization of tumor vascularisation and tumor perfusion of liver tumors with contrast-enhanced ultrasound, spiral CT or MRI: first results. *Clin Hemorheol Micro*, 2009, 43: 57–69
- 4 Hou M, Luo S H, Yang F, et al. MRI-ultrasound registration based on dual modality contrast agent. *Chinese Sci Bull*, 2012, 57: 2119–2126 [侯漠, 罗守华, 杨芳, 等. 基于双模态造影剂的超声影像与磁共振影像的配准. *科学通报*, 2012, 57: 2119–2126]
- 5 Zhou Y, Mayyas A, Qattawi A, et al. Feature-level and pixel-level fusion routines when coupled to infrared night-vision tracking scheme. *Infrared Phys Techn*, 2010, 53: 43–49
- 6 Wang J, Lai S Y, Li M D. Improved image fusion method based on NSCT and accelerated NMF. *Sensor*, 2012, 12: 5872–5887
- 7 Wang H Y, Leng Y, Wang Z F, et al. Application of image correction and bit-plane fusion in generalized PCA based face recognition. *Pattern Recogn Lett*, 2007, 28: 2352–2358
- 8 Shi X J, Manduchi R. On the Bayes fusion of visual features. *Image Vision Comput*, 2007, 25: 1748–1758
- 9 Firouzi H, Najjaran H. Robust decentralized multi-model adaptive template tracking. *Pattern Recogn*, 2012, 45: 4494–4509
- 10 Zhang Q, Wang L, Li H J, et al. Similarity-based multimodality image fusion with shiftable complex directional pyramid. *Pattern Recogn Lett*, 2011, 32: 1544–1553
- 11 Zhao J, Li H Y. An image fusion algorithm based on multi-resolution decomposition for functional magnetic resonance images. *Neurosci Lett*, 2011, 487: 73–77
- 12 Chai Y, Li H F, Guo M Y. Multifocus image fusion scheme based on features of multiscale products and PCNN in lifting stationary wavelet domain. *Opt Commun*, 2011, 284: 1146–1158
- 13 Yang B, Li S T. Pixel-level image fusion with simultaneous orthogonal matching pursuit. *Inform Fusion*, 2012, 13: 10–19
- 14 Miao Q G, Shi C, Xu P F, et al. A novel algorithm of image fusion using shearlets. *Opt Commun*, 2011, 284: 1540–1547
- 15 Chai Y, Li H F, Zhang X Y. Multifocus image fusion based on features contrast of multiscale products in nonsubsampling contourlet transform domain. *Optik*, 2012, 123: 569–581
- 16 Zhao H, Li Q, Feng H J. Multi-focus color image fusion in the HSI space using the sum-modified-laplacian and a coarse edge map. *Image Vision Comput*, 2008, 26: 1285–1295
- 17 Yang S X, Zhu A, Yuan G F, et al. A bioinspired neurodynamics-based approach to tracking control of mobile robots. *IEEE Trans Ind Electron*, 2012, 59: 3211–3220

- 18 Liu X F, Ma L, Mathew J. Machinery fault diagnosis based on fuzzy measure and fuzzy integral data fusion techniques. *Mech Syst Signal Pr*, 2009, 23: 690–700
- 19 Malek A, Yashtini M. Image fusion algorithms for color and gray level images based on LCLS method and novel artificial neural network. *Neurocomputing*, 2010, 73: 937–943
- 20 Yang W, Chen J, Matsushita B, et al. Practical image fusion method based on spectral mixture analysis. *Sci China Inf Sci*, 2010, 53: 1277–1286 [杨伟, 陈晋, 松下文经, 等. 基于混合像元分解的遥感图像融合实用算法. *中国科学: 信息科学*, 2010: 40: 668–677]
- 21 Chow A M, Chan K W, Cheung J S, et al. Enhancement of gas-filled microbubble R2* by iron oxide nanoparticles for MRI. *Magnet Reson Med*, 2010, 63: 224–229
- 22 Yang F, Li Y X, Chen Z P, et al. The preparation and application of microbubble contrast agent combining ultrasound imaging and magnetic resonance imaging. *Chinese Sci Bull*, 2009, 54: 1181–1186 [杨芳, 李熠鑫, 陈忠平, 等. 超声磁共振多功能微气泡造影剂的制备和应用. *科学通报*, 2009, 54: 1181–1186]
- 23 Yang F, Li Y X, Chen Z P, et al. Superparamagnetic iron oxide nanoparticle-embedded encapsulated microbubbles as dual contrast agents of magnetic resonance and ultrasound imaging. *Biomaterials*, 2009, 30: 3882–3890
- 24 Yang F, Li L, Li Y X, et al. Superparamagnetic nanoparticle-inclusion microbubbles for ultrasound contrast agents. *Phys Med Biol*, 2008, 53: 6129–6141
- 25 Qu X B, Yan J W, Xiao H Z. Image fusion algorithm based on spatial frequency-motivated pulse coupled neural networks in nonsubsamped contourlet transform domain. *Acta Automat Sin*, 2008, 34: 1508–1514
- 26 Wu Q W, Zhu Q S. Transactional and QoS-aware dynamic service composition based on ant colony optimization. *Future Gener Comput Sys*, 2013, 29: 1112–1119
- 27 Tian J, Ma L H, Yu W Y. Ant colony optimization for wavelet-based image interpolation using a three-component exponential mixture model. *Expert Syst Appl*, 2011, 38: 12514–12520
- 28 Guillaumet D, Vitria J, Schiele B. Introducing a weighted non-negative matrix factorization for image classification. *Pattern Recogn Lett*, 2003, 24: 2447–2454
- 29 Huang W, Jing Z L. Evaluation of focus measures in muti-focus image fusion. *Pattern Recogn Lett*, 2007, 28: 493–500
- 30 Kong W W, Lei Y J, Lei Y, et al. Technique for image fusion based on non-subsampled contourlet transform domain improved NMF. *Sci Sin Inf*, 2011, 41: 850–862 [孔韦韦, 雷英杰, 雷阳, 等. 基于 NSCT 域改进型 NMF 的图像融合方法. *中国科学: 信息科学*, 2011, 41: 850–862]
- 31 Zheng Y F, Essock E A, Hansen B C. Advanced discrete wavelet transform fusion algorithm and its optimization by using the metric of image quality index. *Opt Eng*, 2005, 44: 1–12
- 32 Petrovic V S, Xydeas C S. Gradient-based multiresolution image fusion. *IEEE Trans Image Process*, 2004, 13: 228–237
- 33 Tan H, Huang X H, Tan H C, et al. Pixel-level image fusion algorithm based on maximum.likelihood and Laplacian pyramid transformation. *J Comput Inform Syst*, 2013, 9: 327–334
- 34 Ioannidou S, Karathanassi V. Investigation of the dual-tree complex and shift-invariant discrete wavelet transforms on quickbird image fusion. *IEEE Geosci Remote S*, 2007, 4: 166–170
- 35 Song L. Research on the Method for Different-source Image Fusion and its Evaluation. Dissertation for the Doctoral Degree. Tianjin: Tianjin University, 2008, 52–58 [宋乐. 异源图像融合及其评价方法的研究. 博士论文. 天津: 天津大学, 2008. 52–58]

MRI-ultrasound fusion based on magnetic microbubble contrast agent

HOU Mo^{1,2}, LUO ShouHua¹, YANG Fang¹, RUAN XiaoBo¹ & GU Ning^{1*}

1 *Jiangsu Laboratory for Biomaterials and Devices, State Key Laboratory of Bioelectronics, School of Biological Science and Medical Engineering, Southeast University, Nanjing 210096, China;*

2 School of Computer Science and Technology, Jiangsu Normal University, Xuzhou 221000, China

*E-mail: guning@seu.edu.cn

Abstract With the help of magnetic microbubble contrast agent, a new fusion scheme between ultrasound image and magnetic resonance image is presented in this paper. Magnetic microbubble contrast agent is used in both ultrasound and MRI imaging process to enhance and preserve most important information of interest. By using nonsubsampling contourlet transform (NSCT), source images are decomposed. Then, image edge segmentation, combined with a self-adaptive algorithm of dynamic weighted non-negative matrix factorization (DWNMF) is utilized to complete the fusion of low-frequency subband coefficients, the fusion course of bandpass directional subband coefficients can be realized by use of the model of spatial frequency-motivated pulse coupled neural networks. Finally, the ultimate fused image can be obtained with inverse NSCT. The experiment based on the above-mentioned scheme demonstrates that ultrasound-MRI fusion may be a promising method for obtaining high quality fusion image.

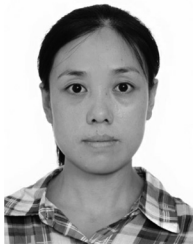
Keywords magnetic microbubble contrast agent, microbubble contrast agent, fusion, weighted nonnegative matrix factorization, nonsubsampling contourlet transform (NSCT)



HOU Mo was born in Suzhou, Anhui, in 1975. He received his bachelor and master degrees at Northeastern University, Shenyang, in 1998 and 2005, respectively. He is currently working toward his Ph.D. degree at the School of Biological Science and Medical Engineering, Southeast University, Nanjing. His research interest includes image registration, image fusion and signal processing.



LUO ShouHua was born in 1967. He received his Ph.D. degree in mechanical engineering from Southeast University, Nanjing, Jiangsu in 2004. And he has done the post-doctoral research in Honolulu, University of Hawaii, Manoa. Currently, he is an associate professor at the School of Biological Science and Medical Engineering, Southeast University. His research interest includes algorithm of the computerized tomography (CT) reconstruction, and image processing and visualization.



YANG Fang was born in 1979. She received her Ph.D. degree in biomedical engineering from Southeast University, Nanjing, Jiangsu in 2004. Currently, she is an associate professor at the school of Biological Science and Medical Engineering, Southeast University. Her research interest covers design and synthesis of several types of microbubbles, and the biomedical application of multimodality imaging based on microbubbles.



GU Ning was born in 1964. He received the Ph.D. degree in biomedical engineering from Southeast University, Nanjing, Jiangsu in 1996. Currently, he is the dean of the School of Biological Science and Medical Engineering in Southeast University. He is also a winner of the National Outstanding Youth Foundation, and Cheung Kong Scholar Chair Professor. His research interest includes magnetic nanomaterials, functional nanostructures and devices, molecular imaging, and nanobiotechnology.

征 稿 简 则

简介:《中国科学: 信息科学》(英文名称: SCIENTIA SINICA Informationis) 是中国科学院和国家自然科学基金委员会共同主办、《中国科学》杂志社出版的学术刊物. 本刊力求刊载信息科学领域最高学术水平的中文文章, 及时报道计算机科学与技术、控制科学与控制工程、通信与信息系统、电子科学与技术等领域基础与应用研究方面的原创性成果, 推动信息科学技术发展, 搭建理论与技术应用的桥梁, 促进与各学科、各行业的交叉融合. 月刊, 每月 20 日出版.

收录情况:《中国科学: 信息科学》被《中文核心期刊要目总览》、《中国科学引文数据库》、《中国期刊全文数据库》、《中国科技论文与引文数据库》等收录.

栏目:《中国科学: 信息科学》设有以下 4 个栏目.

评述: 综述信息科学领域的代表性研究成果和最新进展, 提出作者的独到见解和未来的研究方向. 长度在 20 页左右. 一般由编委邀请, 有意撰写评述的专家也可向有关编委提议.

论文: 重点发表报道最新研究成果及其科学思想、意义、创新点、实验和理论依据及应用前景的概述性论文, 长度不超过 15 页.

快报: 简要介绍信息科学领域最新研究成果的核心内容. 长度不超过 4 页. 优先发表.

学术介绍: 主要介绍从事信息科学研究的院校、实验室和一些重大的研究课题、研究成果及其核心产品.

投稿: 请使用在线投稿系统投稿. 访问本刊网站 www.scichina.com 或 info.scichina.com, 注册一个“作者账户”, 按照提示填写投稿信息并将稿件全文(PDF 格式文件)上传到数据库服务器. 如果不能在线投稿, 请与编辑部联系. 本刊受理的稿件要求用 LaTeX 排版, 模板可从本刊网站下载. 作者在投稿时只能选择一个语种投稿, 且在评审录用后, 不能再翻译成另一语种发表. 请您在投稿时注意, 认真阅读本刊投稿指南, 选择好刊物.

审稿: 稿件由主编负责组织编委和审稿专家进行评审, 并根据评审意见确定录用与否. 评审结束后, 编辑部将及时向作者转达评审意见和结果, 作者若在 90 天内没有收到编辑部有关稿件的具体意见, 在通知编辑部后, 可改投他刊. 本刊不受理“一稿多投”之稿件.

文章署名: 通讯作者应保证稿件内容经全体作者认可并同意署名. 投稿后, 任何署名的改变要有全体原作者签名同意的书面材料.

录用: 稿件录用后, 全体作者应当签署“著作权转让声明书”, 将该论文(各种语言版本)的复制权、发行权、信息网络传播权、翻译权、汇编权在全世界范围内转让给《中国科学: 信息科学》的出版单位《中国科学》杂志社.

出版: 本刊对录用的稿件收取版面费, 出版后向作者免费提供一本样刊. 作者可以购买抽印本和更多的期刊. 作者可以在本刊网站上免费注册下载本刊论文.

地 址: 北京东黄城根北街 16 号
电 话: (010) 64015683 (编辑部)
(010) 64019709 (发行部)
(010) 64008316 (广告部)
传 真: (010) 64016350

邮政编码: 100717
电子信箱: informatics@scichina.org (编辑部)
sales@scichina.org (发行部)
ads@scichina.org (广告部)

中国科学 信息科学

SCIENTIA SINICA Informationis

第 43 卷 第 11 期 2013 年 11 月出版

版权所有, 未经许可, 不得转载

主 管	中 国 科 学 院	出 版	《中国科学》杂志社
编 辑	中 国 科 学 院 《中国科学》编辑委员会	印刷装订	北京中科印刷有限公司
主 编	李 未	总发行处	北京报刊发行局
		订 购 处	全国各邮电局. 《中国科学》杂志社发行部

刊号: ISSN 1674-7267 代号: 国 外 M568
CN 11-5846/TP 国内邮发 80-948

每期定价: 136.00 元 全年定价: 1632.00 元

广告经营许可证: 京东工商广字第 0429 号

ISSN 1674-7267
CN 11-5846/TP

中国科学：信息科学 (月刊)

SCIENTIA SINICA Informationis

定位：发表信息领域最高学术水平的中文文章，包括计算机科学与技术、控制科学与控制工程、通信与信息系统、电子科学与技术、生物信息学等领域的理论、工程技术和应用研究方面的原创性成果。推动信息科学技术发展，搭建理论与技术应用的桥梁，促进与各学科、各行业的交叉融合。月刊，每月20日出版。

栏目：评述、论文、快报、学术介绍。

检索：被《中文核心期刊要目总览》、《中国科学引文数据库》、《中国期刊全文数据库》、《中国科技论文与引文数据库》、《中国数字化期刊群》等收录。

[曾用名] 中国科学 F辑：信息科学 SCIENCE CHINA Series F: Information Sciences

ISSN 1674-733X
CN 11-5847/TP

SCIENCE CHINA Information Sciences (Monthly)

SCIENCE CHINA Information Sciences is a peer-reviewed monthly academic journal supervised by the Chinese Academy of Sciences, and co-sponsored by the Chinese Academy of Sciences and the National Natural Science Foundation of China. Its primary mission is to encourage communication of basic and innovative research results of high quality in the fields of information sciences. The subject areas featured include computer science and technology, control science and technology, communication and information system, electronic science and technology, and bioinformation, etc. All papers should be intelligible for a broad scientific audience. Contributions are invited from researchers all over the world.

Papers published in *SCIENCE CHINA Information Sciences* include: Review, Research Paper, Brief Report.

It is indexed by Academic OneFile, Astrophysics Data System (ADS), CSA, Cabells, Current Contents/Engineering, Computing and Technology, DBLP, Digital Mathematics Registry, Earthquake Engineering Abstracts, Engineering Index, Engineered Materials Abstracts, Gale, Google, INSPEC, Journal Citation Reports/Science Edition, Mathematical Reviews, OCLC, ProQuest, SCOPUS, Science Citation Index Expanded, Summon by Serial Solutions, VINITI, Zentralblatt MATH.

